

BONE PROSTHETIC MOLDED BODY

Patent number: JP61170471
Publication date: 1986-08-01
Inventor: TAKAGI SHIGEHARU; YAMAUCHI SHIGERU; SAKAI KAZUTOMI
Applicant: SUMITOMO CEMENT CO
Classification:
- international: **A61L27/00; A61L27/00;** (IPC1-7): A61L27/00
- european:
Application number: JP19850012123 19850125
Priority number(s): JP19850012123 19850125

Report a data error here

Abstract not available for JP61170471

Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-170471

⑬ Int.Cl.⁴
A 61 L 27/00

識別記号

庁内整理番号
F-6779-4C

⑭ 公開 昭和61年(1986)8月1日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全18頁)

⑮ 発明の名称 骨補綴成形体

⑯ 特 願 昭60-12123

⑰ 出 願 昭60(1985)1月25日

⑱ 発 明 者 高 木 茂 栄 習志野市津田沼3-7-7
⑲ 発 明 者 山 内 繁 東京都千代田区一番町22-7-205
⑲ 発 明 者 酒 井 一 臣 古河市本町3-9-7
⑳ 出 願 人 住友セメント株式会社 東京都千代田区神田美土代町1番地
㉑ 代 理 人 弁理士 土 橋 皓

明 細 書

1. 発明の名称

骨補綴成形体

2. 特許請求の範囲

- 1) 磷酸カルシウム化合物の焼結体からなり、該焼結体内部には1個以上の1~600ミクロンの孔径からなる空孔とこれらの空孔と焼結体外部または各空孔間を結ぶ微細空隙通路とを有し、人体、動物の骨の骨折部、欠損部、空隙部、老化部、骨腫瘍部の切除部位等に適合充填可能な形状に形成したことを特徴とする骨補綴成形体。
- 2) 前記磷酸カルシウム化合物におけるカルシウムと磷との原子比が1.30~1.80の範囲内にあることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
- 3) 前記磷酸カルシウム化合物がヒドロキシアパタイトであることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
- 4) 前記空孔の孔径が、3~300ミクロンの範囲内にあることを特徴とする特許請求の範囲第1項

記載の骨補綴成形体。

- 5) 前記微細空隙通路の径が1~30ミクロンの範囲内にあることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
 - 6) 前記磷酸カルシウム化合物の焼結体が40~90%の気孔率を有することを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
 - 7) 前記磷酸カルシウム化合物の焼結体が複数の空孔を有し、これらの空孔が微細空隙通路により相互に連通していることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
 - 8) 上記空孔が外部空間と微細空隙通路を介して連通する特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
 - 9) 前記磷酸カルシウム化合物の焼結体が800~1450℃の温度で焼結されたものであることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の骨補綴成形体。
3. 発明の詳細な説明
(産業上の利用分野)

本発明は、骨補綴成形体に係り、特に、人体、動物等の生体の骨欠損部、骨空隙部、骨折部、骨腫瘍部を切除したことによる欠損部、老化部等に適合可能な形状に形成した燐酸カルシウム化合物の焼結多孔体から成る骨補綴成形体に関するものである。

(従来技術)

燐酸カルシウム化合物、例えばヒドロキシアパタイトおよびその固溶体は生体との親和性が良好であって、医療用材料、例えば骨または歯根等の代替材料または補綴材料として有用である。例えば特開昭56-54841号公報には、アパタイト型結晶構造燐酸カルシウム化合物粉末体を用いた骨欠損部、および空隙部充填材が開示されている。

また、特開昭56-166843号公報には、燐酸カルシウム化合物の多孔体からなる骨欠損部および空隙部充填材が開示されている。この燐酸カルシウム化合物の多孔体に含まれる空孔は、その最大孔径3.00mm、最小孔径0.05mmで

分の切除や、骨の外的損傷による欠損などの治療において、自然治癒を促進することが最も好ましく、人工物による代替や補綴は必ずしも好ましくことではない。たとえ人工骨セメントを用いて生体内に充填または補綴されたとしても、そのような骨セメントがやがて生体内で食いつくされ、その代りに自然の生体組織が再生して固定が完成することが最も望ましいことである。この場合、骨セメントの生体組織による入れ代わり速度(ターンオーバー速度)が適当であることが重要であって、ターンオーバー速度が過度に速いときは、局所に炎症等の障害を生じ、それに起因する余病、例えば癌の発生などを併発することがある。また、ターンオーバー速度が低く長期間にわたって骨セメントが生体内に存在する場合、局所の生体組織(骨)の変形や、その近傍の軟組織の硬質化などを生じ、このため切除手術を要することなどがある。

上記のような問題点に対処するためには、生体内に挿入された骨セメントが生体組織の誘起と置

あって、生体の骨形成成分が進入しやすい形状す法を有し、実質的に連続した三次元の網状構造を形成しているものである。

(従来技術の問題点)

しかしながら、上記のような従来の燐酸カルシウム化合物セラミック材料は、充填、補綴などの外科的手術を施した後に経時的変形を生じたり、或は、充填または補綴部分の近傍の軟組織の硬質化を促進し、このため異常を生じた部分の切除を余儀なくされるなどの問題があった。

また、金属またはセラミック材料から作られた人工骨または人工関節などを、生体内で固定するときに用いられる骨セメントとしては、従来、メチルメタクリレート系接着セメントが用いられているが、これら従来の骨セメントは若干量の未反応モノマーを含み、それが生体内で溶け出して生体組織を害し、発熱、手術部位の固定のゆるみ或は余病の併発などを生ずることがあり、満足できるものではなかった。

一般に、生体の硬組織の欠損、例えば骨腫瘍部

換に要する要件を細胞レベルで満足させ得ることが重要である。すなわち、生体組織に対する骨食細胞(オステオリーシス)、骨再生細胞(オステオブラスト)の活性化を適切に促進し、骨破壊細胞(オステオクラスト)、および軟組織の硬質化を促進するコラーゲン繊維の侵入、発達並びに骨組織の硬質化を抑制し、かつ、赤血球、体液などの進入や、毛細血管の発達を阻害しないことが重要である。

上記のような要件を満たすためには、生体内に挿入される骨セメントは、生体に対し良好な親和性、特に生体的対応性(バイオレスポンスビリティ)を有するとともに、所望細胞の活性化のために良好な居住増殖空間を与え得ると共に、忌避すべき細胞の侵入を防止し、かつコラーゲン繊維の異常発達による骨組織の硬質化を防止できるものであることが必要である。

本発明の目的は人体、動物等の生体の骨折部、骨の欠損部、骨空隙部、骨腫瘍の切除部位に適合充填可能な形状に形成した燐酸カルシウム化合物

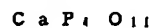
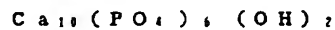
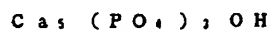
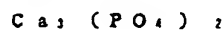
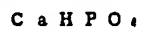
の多孔質焼結体から成る骨補綴成形体を提供することにある。

(問題点解決のための技術的手段)

本発明の骨補綴成形体は、燐酸カルシウム化合物の焼結体からなり、該焼結体内部には、1個以上の1～600ミクロンの孔径を有している空孔と、この空孔を外部空間に連通する微細空隙通路とを有し、人体、動物の骨の骨折部、骨の欠損部、骨の空隙部、骨腫瘍の切除部、老化部位に適合可能な形状に成形したものである。

(本発明の具体的説明)

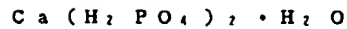
本発明に使用される燐酸カルシウム化合物は、



あるものが好ましく、1.60～1.67の範囲内にあるものがより好ましい。

本発明に用いられる燐酸カルシウム化合物としては燐酸三カルシウム($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$)、ヒドロキシアパタイト($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$)および $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ が好ましく、特にゾルゲル法によって合成され凍結乾燥されたものが好ましい。また、燐酸カルシウム化合物は800～1450℃の温度で焼結されたものであることが好ましく、焼結温度は850～1250℃がより好ましい。

また、本発明に係る骨補綴成形体の内部には1個以上の1～600ミクロンの孔径からなる空孔が形成されており、この空孔は微細空隙通路によって外部空間に連通している。この微細空隙通路の径は1～30ミクロンであることが望ましく、さらには1～20ミクロンの範囲にあることがより好ましい。成形体内の内孔は真球またはそれに近い形状を有することが好ましく、またそれらが複数個存在するときは成形体内に均一に分布



などを主成分とするもので、ヒドロキシアパタイトと呼ばれる一群の化合物を包含する。ヒドロキシアパタイトは組成式 $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ または $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ を有する化合物を基本成分とするもので、Ca成分の一部はSr, Ba, Mg, Fe, Al, Y, La, Na, K, Hなどの1種以上で置換されていてもよく、また(PO_4)成分の一部が、 VO_4 , BO_3 , SO_4 , CO_3 , SiO_4 などの1種以上で置換されていてもよく、更に、(OH)成分の一部が、F, Cl, O, CO_3 などの1種以上で置換されていてもよい。ヒドロキシアパタイトは通常の結晶体でもよく、或は、同型固溶体、置換型固溶体、および侵入型固溶体のいずれであってもよく、また比量論的格子欠陥を含むものであってもよい。

一般に、本発明に用いる燐酸カルシウム化合物は、そのカルシウム(Ca)と燐(P)との原子比(Ca/P)が1.30～1.80の範囲内に

していることが好ましい。この空孔は、セラミック材料が生体内に埋め込まれたとき、骨食細胞、骨再生細胞などを生物学的に活性化するための居住空間を提供するものである。骨再生細胞等はこの空孔、特に球形空孔に滞留するのを非常に好むものである。このために空孔の孔径は1～600ミクロンの範囲にあることが必要であり、10～300ミクロンであることが好ましい。孔径が1～600ミクロンの範囲外の空孔は、上記細胞に対し良好な居住空間を与えることができない。

空孔の形状が真球、またはこれに近い球形である場合、得られた多孔質材料の機械強度が高い。従って、この骨補綴成形体が生体内に埋め込まれたとき、それが新生骨によってリターンオーバーされるまで、高い機械的強度と接着強度を保持し続けることができる。

骨補綴成形体内の微細空隙通路は少なくとも空孔と成形体の外部空間とを連通するものであって、この通路を通して、前記骨食細胞、骨再生細胞

胞、赤血球、体液などが自由に多孔質体内に進入することができ、かつ毛細血管の発達が進められる。このため、この微細空隙通路の径は1～30ミクロンの範囲にあることが好ましく、1～20ミクロンの範囲内にあることがより好ましい。上記のような微細空隙通路は骨破壊細胞やコラーゲン繊維は多孔質体内の毛細血管状空隙通路へ進入し難く、コラーゲン繊維の異常発達並びに骨組織の硬質化を防ぐことができる。すなわち、本発明に係る骨補綴成形体において、微細空隙通路はバイオフィルターとしての機能を兼ねそなえるものである。

上記微細空隙通路の径が1ミクロンよりも小さくなると、骨食細胞、骨再生細胞、赤血球、体液などの多孔質内進入が困難となるおそれがあり、また30ミクロンより大きくなると破壊細胞やコラーゲン繊維の侵入および発達を許し、このため骨の再生を阻害し、また再生骨組織やその近傍の組織の硬質化を招くことがある。本発明に係る骨補綴成形体は、40～90%気孔率で構成され

る。

また、前記燐酸カルシウム化合物粉末が0.05～10ミクロンの粒径から成るものであれば好適である。

- (2) 100重量部の卵白を泡立てて孔径1～600ミクロンの多数の気泡を形成し、この卵白気泡体と、30～120重量部の燐酸カルシウム化合物粉末と1～5重量部の長さ5mm以下と直径1～30ミクロンとを有する有機繊維とを混合し、この混合物を第1図乃至第52図の様々な所望形状に成形し、成形された前記混合物を120～150℃の温度に加熱して卵白を硬化させ、次に500～700℃の温度に加熱して前記卵白および繊維を炭化し、次に、酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記炭化物を燃焼除去するとともに前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記有機繊維が、動物繊維、絹繊維、セルローズ繊維および/または有機合成繊維

である。本発明に係る骨補綴成形体に用いられる燐酸カルシウム化合物からなる焼結多孔質成形体は種々の方法で製造することができる。以下に本発明の製造方法の様々な態様について説明する。

- (1) 100重量部卵白を泡立てて、孔径1～600ミクロンの多数の気泡を形成し、卵白気泡体を30～120重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し、この混合物を所望形状の型枠に流し込むことにより第1図乃至第52図に示す形状に成形し、成形された前記混合物を120～150℃の温度に加熱して卵白を硬化させ、次に500～700℃の温度に加熱して卵白を炭化し、次に酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記炭化物を燃焼除去するとともに前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記卵白硬化加熱工程が30～70%の相対湿度を有する雰囲気内において、5～10℃/分の昇温速度で行うこともでき

る。また、前記有機繊維の長さが1ミクロン～5mmであるものであれば好適である。

- (3) 20～300重量部の1～600ミクロンの粒径を有する昇華性固体物質粉末を、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し、この混合物を所望形状（第1図乃至第52図に示す形状）にプレス成形し、この成形物を300～500℃の温度に加熱して前記昇華性物質を昇華除去し、次に800～1350℃の温度に加熱して、前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記燐酸カルシウム化合物が0.05～10ミクロンの粒径を有すると共に前記昇華性固体物質が、樟脳、樟脳、ナフタレン、およびこれらの2種以上の混合物から選ばれるものであれば好適である。

- (4) 20～300重量部の1～600ミクロンの粒径を有する昇華性固体物質粉末と、1～5重量部の5mm以下の長さの1～30ミクロンの直

径を有する有機繊維とを100重量部の燐酸カルシウム化合物に混合し、この混合物を所望形状（第1図乃至第52図に示す形状）にプレス成形し、この成形物を200～800℃の温度に加熱して前記昇華性物質を昇華除去するとともに前記有機繊維を炭化し、次に酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記炭化物を燃焼除去するとともに前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造できる。

この場合、前記有機繊維が、動物繊維、絹繊維、セルローズ繊維および／または有機合成繊維であるとともに、前記有機繊維の長さが1ミクロン～5mmであるものであれば好適である。

- (5) 25～380重量部の1～600ミクロンの粒径を有する有機合成樹脂粒子を、100重量部の燐酸カルシウム化合物に混合し、この混合物を所望形状（第1図乃至第52図に示す形状）にプレス成形し、得られた成形物を200～800℃の温度に加熱して前記有機合

800℃の温度に加熱して、前記合成樹脂を熱分解除去するとともに前記有機繊維を炭化し、次に酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記炭化物を燃焼除去するとともに、前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記有機繊維が動物繊維、絹繊維、セルローズ繊維および／または有機合成繊維から選ばれるものであれば好適であり、また前記有機繊維の長さが1ミクロン～5mmから成るものであれば好適であり、さらに、前記有機合成樹脂粒子の粒径が10～300ミクロンの範囲内にあれば好適である。

- (7) 25～380ミクロン重量部の1～600ミクロンの粒径を有する有機合成樹脂粒子と、2～5重量部の1～600ミクロンの粒径を有する昇華性固形物質粒子とを、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し得られた混合物を所望形状（第1図乃至第52図に示す形状）にプレス成形し、得られた成形物を

成樹脂粒子を熱分解除去し、次に酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記燐酸カルシウム化合物粉末が0.05～10ミクロンの粒径を有するものであれば好適であり、また、前記有機合成樹脂球径粒子の粒径が10～300ミクロンの範囲内にあるものであれば好適であり、さらに、前記有機合成樹脂がポリメチルメタクリレート、ポリプロピレンおよびポリスチレンから選ばれた少なくとも1種であるものであれば好適である。

- (8) 25～380重量部の1～600ミクロンの粒径を有する有機合成樹脂粒子と、1～5重量部の5mm以下の長さとし、1～30ミクロンの直径を有する有機繊維とを、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し、得られた混合物を所望形状（第1図乃至第52図に示す形状）にプレス成形し、得られた成形物を200～

200～800℃の温度に加熱して前記合成樹脂粒子を熱分解除去するとともに、前記昇華性物質粒子を昇華除去し、次に酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記昇華性物質が、樟脳、樟腦、ナフタレン、およびこれらの2種以上の混合物から選ばれるものであれば好適である。さらに、前記有機合成樹脂粒子の粒径が10～300ミクロンの範囲内にあるものであれば好適である。

- (9) 25～380重量部の1～600ミクロンの粒径を有する有機合成樹脂粒子と、2～5重量部の1～600ミクロンの粒径を有する昇華性固形物質粒子と、1～5重量部の5mm以下の長さとし、1～30ミクロンの直径を有する有機繊維とを、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し、得られた混合物を所望形状（第1図乃至第52図に示す形状）にプレス成

形し、得られた成形物を200～800℃の温度に加熱して前記有機合成樹脂粒子を熱分解除去し、前記昇華性物質粒子を昇華除去し、かつ前記有機繊維を炭化し、次に酸素含有雰囲気中で800～1350℃の温度に加熱して、前記炭化物を燃焼除去するとともに前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することにより製造することができる。

この場合、前記有機合成樹脂球形粒子の粒径が10～30.0ミクロンの範囲内にあるものであれば好適であり、さらに前記有機繊維の長さが1ミクロン～5mmであるものであれば好適である。

本発明に係る骨補綴成形体の製造方法を詳述すると、例えば、1～600ミクロンの粒径を有する昇華性固体物質粉末を残余の量の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し、この混合物を高速度攪拌機でアルコール媒体とともに加熱しながら攪拌をくりかえして昇華性固体物質を含む混合物を人体、動物等の生体の骨欠損部、骨空隙部、骨折

において容易に昇華し、実質的に残渣を残さないものであれば種類に格別の限定はない。その種類としては、樟腦、薄荷腦、ナフタレン、およびこれらの2種以上の混合物から選ばれる。前記混合物を200～800℃の温度に好ましくは120～180分間加熱すると昇華性物質は昇華逸散して空孔を形成するが、このときに空孔から昇華性物質の微粉末の昇華逸散により多孔質体の外部に連通する微細空隙通路が形成される。また空孔相互間を連通する微細空隙空間も形成される。

次に成形物を更に800～1450℃、好ましくは850～1200℃に、好ましくは1～3時間加熱して燐酸カルシウム化合物粉末を焼結する。

上記昇華性物質粉末を使用する方法において、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に対して、1～5重量部の1ミクロン～5mmの長さとし、1～30ミクロンの直径を有する有機繊維を添加混合してもよい。このような混合物を200～

800℃の温度に好ましくは120～180分間加熱すれば、昇華性物質は昇華逸散し、かつ有機繊維は炭化する。次に、800～1450℃の温度に、好ましくは1～3時間加熱すれば、炭化物は燃焼消失し燐酸カルシウム化合物粉末は焼結する。

この方法において、有機繊維の混用は1～30ミクロンの直径を有する毛細管状空隙通路を確実に形成する上で有効である。この有機繊維は前述のものと同様である。

上記製造方法に用いられる燐酸カルシウム化合物粉末としては、0.05～10ミクロンの粒径を有するものが好ましい。特に好ましい燐酸カルシウム化合物粉末は、板状に発達した結晶部分を含むことが好ましく、SEM（走査型電子顕微鏡）に基づく観察結果によれば粉末粒子の30%以下が1ミクロン以上の粒径を有し、70%以上が1ミクロン以下の粒径を有するような粒径分布を有するものが好ましい。

また、昇華性固体物質粉末は、骨補綴成形体中に1～600ミクロンの所望寸法の空孔を形成するためのものであって、200～800℃の温度に好ましくは120～180分間加熱すれば、昇華性物質は昇華逸散し、かつ有機繊維は炭化する。次に、800～1450℃の温度に、好ましくは1～3時間加熱すれば、炭化物は燃焼消失し燐酸カルシウム化合物粉末は焼結する。

この方法において、有機繊維の混用は1～30ミクロンの直径を有する毛細管状空隙通路を確実に形成する上で有効である。この有機繊維は前述のものと同様である。

有機繊維や昇華性物質粉末を燐酸カルシウム化合物粉末と混合するとき、メタノール、エタノールなどの揮発性低級アルコールを添加すると、容易に均一な混合物が得られるばかりでなく、昇華性物質粒子の粒径を制御し、かつ昇華性物質粒子と有機繊維との接触を良好にし、これによって空孔に連通する微細空隙通路の形成を促進することができる。

本発明に係る骨補綴成形体を製造するための他の方法は1～600ミクロンの粒径を有する有機

合成樹脂粒子を、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に混合し、この混合物を前述の方法と同様の方法によって所望形状（第1図乃至第52図に示す）寸法に成形し、得られた成形物を200～800℃の温度に加熱して前記有機合成樹脂粒子を熱分解除去し、次に、酸素含有雰囲気中で800～1450℃の温度に加熱して前記燐酸カルシウム化合物粉末を焼結することを含むものである。

上記の方法に用いられる1～600ミクロンの粒径を有する有機合成樹脂粒子は、成形体内に1～600ミクロンの空孔を形成するために有効なものである。有機合成樹脂の種類については、それが200～400℃の温度において熱分解し、多孔質体から逸散するものであれば格別の限定はないが、一般には、メチルメタクリレート、ポリプロピレン、ポリスチレンなどの熱加塑性合成樹脂から選ばれ、特にメチルメタクリレートが好ましい。上記のような有機合成樹脂は相当の硬度を有しているので、その粒子を燐酸カルシウム

上記有機合成樹脂粒子を使用する方法において、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に対し、1～5重量部の1ミクロン～5mmの長さ、1～30ミクロンの直径を有する有機繊維を追加することができる。この有機繊維の種類や効用は前述と同じである。

更に、上記有機合成樹脂粒子を使用する方法において、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に対し、2～5重量部の1～600ミクロンの粒径を有する昇華性固形物質粒子を追加混合することができる。この昇華性物質の種類は前述と同一である。この方法においては、昇華性物質粒子は1ミクロン～600ミクロンの粒径を有するものであって毛細管状空隙通路の形成に有効である。

更にまた、上記有機合成樹脂粒子を使用する方法において、100重量部の燐酸カルシウム化合物粉末に対し、2～5重量部の1ミクロン～5mmの長さ、1～30ミクロンの直径を有する有機繊維と、2～5重量部の1ミクロン～

化合物粉末と混合したり、この混合物をプレス成形するときに球形粒子が変形や破砕することがなく、従って使用した粒子の寸法形状に正確に対応した寸法形状の空孔を形成することができる。

有機合成樹脂球形粒子と燐酸カルシウム化合物粉末との混合物は、生体の骨欠損部位に適合可能な形状（第1図乃至第52図に示す形状）を作成できる型枠に入れ、またはプレス成形、ラバープレス、その他公知の方法等で成形する。次に200～500℃の温度で、好ましくは300～350℃で、120～180分間加熱し、有機合成樹脂粒子を熱分解除去し、対応する空孔を形成するとともに、この空孔から伸び出る微細空隙通路を形成する。

更に、この成形物を酸素含有雰囲気中で800～1450℃、好ましくは850～1250℃で、好ましくは1～3時間加熱し、燐酸カルシウム化合物粉末を焼結する。このとき有機合成樹脂粒子の熱分解残渣があっても、これは焼結加熱間に燃焼除去される。

600ミクロンの粒径を有する昇華性固形粒子とを追加混合してもよい。これら有機繊維および昇華性固形粒子の種類および効用は前述と同様である。

尚、本発明に係る骨補綴成形体は型枠への流し込みによる成形法、ラバープレス成形機（2kg/cm²の静圧下でプレスし約10分間放置する）による成形法、押出成形法、CIP法、静圧プレス成形法等により成形されるものである。次に、本発明に係る骨補綴成形体の具体的形状につき説明する。

第1図、第3図及び第5図に示す骨補綴成形体1は直方体に形成されれている。第2図に示す骨補綴成形体2は全体直方体に形成され、長さ方向に沿って適宜分割して使用できるように、上面及び底面には幅方向に沿って溝2aが形成されており、第4図に示す骨補綴成形体3は直方体に形成され、上面及び底面には長さ方向及び幅方向に沿って溝4、5が設けられている。また、第6図に示す骨補綴成形体6は直方体に形成され、上面

及び底面には長さ方向及び幅方向及び斜方向に溝 6 a, 6 b, 6 c が設けられている。次に第 7 図に示す骨補綴成形体 7 は平面正方形からなる平板として形成されており、第 8 図に示す骨補綴成形体 8 は直方体に形成され、第 9 図に示す骨補綴成形体 9 は立方体に形成され、第 10 図に示す骨補綴成形体 10 は円筒状に形成され、第 11 図に示す骨補綴成形体 11 は球状に形成され、第 12 図に示す骨補綴成形体 12 は円盤状に形成されている。また、第 13 図に示す骨補綴成形体 13 は断面正方形の角材状に形成され、第 14 図に示す骨補綴成形体 14 は同様に断面正方形の角材状に形成されているが、上面及び下面には複数の条溝 14 a, 14 b が形成されており、適宜の長さに切断して使用できるように構成され、第 15 図に示す骨補綴成形体 15 も断面正方形の角材に形成されているが、上面、下面及び両側面には複数の溝 15 a が形成されている。第 16 図に示す骨補綴成形体 16 は断面二等辺三角形から成る三角柱状に形成されており、第 17 図に示す骨補綴成形

形成された略直方体から成る頭部 27 b とから成る。上記脚部 27 a は脚部下方へ向ってテーパ状に形成されている。また第 28 図に示す骨補綴成形体 28 は全体形状は第 27 図に示す骨補綴成形体 27 と略同様であるが、頭部 28 b の上端縁 28 c から脚部 28 a の下端縁 28 に至るまで同一平面上に形成され下方へ向ってテーパが付されている。第 29 図及び第 30 図に示す骨補綴成形体 29, 30 は、第 27 図に示す骨補綴成形体 27 を基本形状としたもので、さらに補綴用の糸を通すための孔部 29 a, 30 a が複数開設されている。尚、骨補綴成形体 30 は骨補綴成形体 29 よりも幅太に形成されているものである。第 31 図及び第 32 図に示す骨補綴成形体 31, 32 は、第 29 図に示す骨補綴成形体 29 を基本形状とし、さらに頭部 31 a, 32 a には切欠部 31 b, 32 b が設けられている。これらの切欠部 31 b, 32 b は頭部 31 a, 32 a の両側端 31 c, 32 c において互いに反対側の部位に設けられている。尚、骨補綴成形体 32 は骨補綴成

体 17 は断面直角三角形から成る三角柱状に形成されており、第 18 図に示す骨補綴成形体 18 は四角柱に形成されている。また、第 19 図に示す骨補綴成形体 19 は中空円筒状に形成され、第 20 図に示す骨補綴成形体 20 は厚肉円筒状に形成され、第 21 図に示す骨補綴成形体 21 は円筒を長さ方向に切断した形状から成り、また第 22 図に示す骨補綴成形体 22 は円錐状に形成されており、第 23 図に示す骨補綴成形体 23 は円柱部 23 a と円錐部 23 b とから成る。第 24 図に示す骨補綴成形体 24 は全体とっくり形状に形成され、第 25 図に示す骨補綴成形体 25 は全体形状は第 24 図に示す骨補綴成形体 24 と同様であるが、内部には長さ方向に沿って細長孔部 25 a が形成されており、第 26 図に示す骨補綴成形体 26 は円筒部 26 a と該円筒部 26 a の中間部位に設けられた円盤状のフランジ部 26 b とから成る。次に第 27 図に示す骨補綴成形体 27 は全体クサビ状に形成され、側面台形状に形成された脚部 27 a と上部が曲面により

形体 31 よりも幅太に形成されている。第 33 図及び第 34 図に示す骨補綴成形体 33, 34 はそれぞれ切欠部 33 b, 34 b が骨補綴成形体 31, 32 の切欠部 31 c, 32 c とは、それぞれ頭部 33 a, 34 a の反対側に設けられている。尚、骨補綴成形体 34 は骨補綴成形体 33 よりも幅太に形成されているものである。第 35 図及び第 36 図に示す骨補綴成形体 35, 36 は、第 28 図に示す骨補綴成形体 28 を基本形状とし、補綴用の糸を通すための孔部 35 a, 36 a が複数開設されている。第 37 図及び第 38 図に示す骨補綴成形体 37, 38 は、頭部 37 a, 38 a の両端部には孔部 37 b, 38 b が開設されると共に脚部 37 c, 38 c には、その幅方向に三本の条溝 37 d, 38 d が設けられ、骨の換要部位に応じた大きさに切断形成して使用できるように構成されている。また、骨補綴成形体 38 は骨補綴成形体 37 よりも幅太に形成されている。第 39 図及び

第40図に示す骨補綴成形体39及び骨補綴成形体40は、骨補綴成形体37及び骨補綴成形体38を基本形状とし、さらに補綴用の糸を通すための複数の孔部39a、40aを糸溝39b、40bの近傍に設けたものである。尚、骨補綴成形体40は骨補綴成形体39よりも幅太に形成されている。第41図及び第42図に示す骨補綴成形体41及び骨補綴成形体42は骨補綴成形体35及び骨補綴成形体36を基本形状として、さらに切欠部41a、42aが頭部41b、42bに設けられたものである。第43図及び第44図に示す骨補綴成形体43及び骨補綴成形体44は、切欠部43a、44aが骨補綴成形体41及び骨補綴成形体42とはそれぞれ反対側に設けられていることを除いて、全て骨補綴成形体41及び骨補綴成形体42と同様の構成である。第45図及び第46図に示す骨補綴成形体45及び骨補綴成形体48は、骨補綴成形体37及び骨補綴成形体38同様に、頭部45a、46aには孔部45b、46bが開設されていると共に、脚

して差支えない。

次に、これら骨補綴成形体1～52のそれぞれの摘要部位について説明する。

第1図乃至第9図に示す骨補綴成形体1～9は第53図(1)～(3)に示すように、例えば腸骨53の欠損部に適宜使用することができる。尚、図中5'は骨補綴成形体5の切片を示す。また、腸骨に限定されず、あらゆる骨の損傷部に一種のスペーサとして使用することができる。また、第54図(1)～(6)に示すように、第10図、11図、16図、17図、18図、19図、20図、21図、22図、23図に示す骨補綴成形体10、11、16、17、18、19、20、21、22、23は、例えば大腿骨54の損傷部位に応じて適宜使用することができる。この内、骨補綴成形体19、20、26は、上腕骨、大腿骨等が骨折した場合に骨内部の髄腔中へ挿入して使用するものである。また、大腿骨54に限定されず、鎖骨、上腕骨、脛骨、腓骨、橈骨、その他の適宜の部位へ使用することができ

る。特に、骨補綴成形体26は骨折した場合の骨と骨とをつなぐために使用される。更に、第11図に示す球状の骨補綴成形体11は種々の径に形成され、例えば、小球状のものは髄腔中に充填して周囲の新生骨の発生を誘起させるものである。また、第54図(2)に示すように、骨補綴成形体11及び21を組合わせて使用することもできる。この場合には、それぞれの骨補綴成形体11、21が組合わせられることにより、より新生骨の誘起を効果的に行うことができる。第12図に示す骨補綴成形体12は、第54図に示すように、例えば胸椎55の損傷部位に水平に挿入充填して使用するものであり、また、腰椎に使用することもできる。さらに、第13図、第14図、第15図に示す骨補綴成形体13、14、15は、第55図に示す頸椎56、第56図乃至第58図に示す胸椎57の損傷部位に脊椎の上下方向に沿って充填する。この場合、骨補綴成形体14、骨補綴成形体15は損傷部位の規模に応じて適宜の大きさに切斷形成して使用

尚、骨補綴成形体42、44、46、48、50、52は骨補綴成形体41、43、45、47、49、51よりもそれぞれ幅太に形成されている点を除き、全て同様に構成されている。尚、本発明に係る骨補綴成形体の具体的形状については、以上の形状に限定されず、適宜設計変更

る。特に、骨補綴成形体26は骨折した場合の骨と骨とをつなぐために使用される。更に、第11図に示す球状の骨補綴成形体11は種々の径に形成され、例えば、小球状のものは髄腔中に充填して周囲の新生骨の発生を誘起させるものである。また、第54図(2)に示すように、骨補綴成形体11及び21を組合わせて使用することもできる。この場合には、それぞれの骨補綴成形体11、21が組合わせられることにより、より新生骨の誘起を効果的に行うことができる。第12図に示す骨補綴成形体12は、第54図に示すように、例えば胸椎55の損傷部位に水平に挿入充填して使用するものであり、また、腰椎に使用することもできる。さらに、第13図、第14図、第15図に示す骨補綴成形体13、14、15は、第55図に示す頸椎56、第56図乃至第58図に示す胸椎57の損傷部位に脊椎の上下方向に沿って充填する。この場合、骨補綴成形体14、骨補綴成形体15は損傷部位の規模に応じて適宜の大きさに切斷形成して使用

することができる。即ち、第59図に示すように、胸椎57のそれぞれの接合部57aの軟骨部位に埋め込んで使用することもできる。尚、図中58は各胸椎を接合するための接合具である。

また、第29図乃至第52図に示す骨補綴成形体29乃至骨補綴成形体52は、第53図(1)に骨補綴成形体35に代表されるように、腸骨53の欠損部位に挿入充填して使用するものである。即ち、人体、動物等の他の部位の手術のために腸骨53の一部を切削して使用する場合等に、切削後の欠損部位に充填して使用することもできる。また、腸骨53そのものに発生した欠損部位に充填して使用することもできる。また第24図及び第25図に示す骨補綴成形体24及び骨補綴成形体25は、上記各骨補綴成形体と同様に各骨の欠損部に使用することができるが、特に、骨補綴成形体25は第60図に示すように、人工心臓、人工肝臓もしくはペースメーカー等を使用する場合、皮膚59中に埋め込み、外部電線60を骨補綴成形体25の孔部61を介して配設するも

を有する多孔体を得、さらに1000℃で1時間焼結して孔径5〜300ミクロンの空孔を有する骨補綴成形体を得た。

この骨補綴成形体を生体(人)の腸骨の欠損部位に充填して使用し、本発明の成形体による新生骨の誘起等について観察した。2週間後、手術を行い、生体の腸骨における当該補綴部位の経過を観察した。その結果、新生骨の誘起生成が多くみられた。13週経過後に観察した結果、当該補綴部位はほとんど新生骨で置き替わり経過は良好であった。

(発明の効果)

本発明に係る骨補綴成形体は、1〜600ミクロン、好ましくは3〜300ミクロンの孔径を有する空孔と、1〜30ミクロン、好ましくは1〜20ミクロンの径を有する毛細管状空隙通路とを有するものであるが、この毛細管状空隙通路は、バイオフィルターとしての機能を果たすことができるので、コラーゲン繊維の侵入による異常発達やコラーゲン繊維の触媒作用による骨組織の硬質

のであり、皮膚埋め込み用保護膜として使用することも可能である。

さらに、本発明を実施例に基づき詳述するが、本発明は本実施例に限定されるものではない。

(実施例)

公知の湿式法により、水酸化カルシウムスラリーに燐酸溶液を滴下して $Ca/P=1.65$ の燐酸カルシウムを合成し、乾燥後150ミクロン以下の燐酸カルシウム粉を得た。この燐酸カルシウム100gに対し、5〜300ミクロンの粒径をもつポリメチルメタクリレート樹脂37gを混合し、さらに直径5ミクロン、長さ10ミクロンの有機繊維を同時に混合して、この混合物に対し高速度攪拌機でメタノールを媒体とする加温度攪拌をくり返し施し、混合物を作成し、生体の腸骨の欠損部位に適要可能な形状(第29図の形状)に成形できる型枠に該混合物を流し込んで成形し、加熱・乾燥したものである(300℃により24時間乾燥させた)。その後、有機合成樹脂粒子を熱分解除去し、5〜300ミクロンの空孔

化や新生骨の有機阻害骨破壊細胞の毛細管状空隙通路への侵入を難しくし、コラーゲン繊維の異常発達によるコラーゲン繊維自身の硬質化を防止し、骨食細胞、骨再生細胞、赤血球、体液等だけを選択的に通過させることができる。また特定孔径を有する空孔は、骨食細胞や骨再生細胞の細胞レベルでの活性化を促進させることができる。従って、本発明に係る骨補綴成形体を用いることによって、生体との良好な親和性を保ちながら新生骨の誘起を促進し、骨のリターンオーバーを促進することができる。

また、本発明に係る骨補綴成形体は、各空孔間が毛細管状空隙通路で連通し、更にこの空孔と本発明に係る骨補綴成形体の外部空間とが毛細管状空隙通路で連通していると共に、空孔と外部空間とが毛細管状空隙通路により連通しており、該毛細管状空隙通路が1〜30ミクロン、好ましくは1〜20ミクロンと極めて小さい通路となっているので新生骨を有効に誘起させることができる。即ち、既にある骨に本発明に係る骨補綴成形体を

充填したとき、従来のアパタイト多孔体では孔の粒径および形状のコントロールが不完全であるばかりか、コラーゲン繊維が孔の中に入る程度の大きな孔となっている。従ってコラーゲン繊維が入り込み新生骨が誘起されても、コラーゲン繊維の触媒効果によりコラーゲンが異常に発達し、かつ硬質化してしまうので埋め込んだ周辺から炎症を発生させたり、癌の発生が懸念されるものであったが、本発明に係る骨補綴成形体は上記した通り、毛細管状空隙通路の径が1~30ミクロン、好ましくは1~20ミクロンと極めて小さいのでコラーゲン繊維の毛細管状空隙通路への侵入を防止でき、コラーゲン繊維の硬化、硬質化を阻止し得ると共に、新生骨の誘起に有効となる骨食細胞、骨再生細胞、赤血球、体液のみを選択的に通過させることができるので、当初非常にやわらかい骨を形成させ、外方へ向うに従って硬くなる骨の組織化が可能である(人、動物の自然骨と同じ構造で中心部に骨髓、その周辺に硬質化した骨)。それゆえ、人、動物の自然骨と全く同じ構

造の場合には、他の部位(例えば腸骨)から、充填するための骨片を切除摘出し、骨折部へ挿入充填することとしていたため、摘出時及び充填時の二度にわたり手術を行う必要があったが、本発明に係る骨補綴成形体を使用した場合には、骨の摘出を行うことなく骨折部の補綴を行うことが可能となるため、外科手術が一度だけで済むことが可能となるばかりか、手術そのものの効率を向上させることが可能となる。

さらに、本発明によれば、極めて多種類の形状の骨補綴成形体を形成し、予め準備しておくことができるため、交通事故や急病等の緊急を要する外科手術が必要な場合に都市部、地方の区別なく同等にしかも迅速に対応することが可能となるという効果をも奏する。

4. 図面の簡単な説明

第1図乃至第52図は本発明に係る骨補綴成形体の形態の一例を示す斜視図、第53図(1)乃至(3)は骨補綴成形体1乃至9及び35の使用状態を示す説明図、第54図(1)乃至(6)は

造、すなわち骨の中心部を骨髓の形とし、外周部は組織化された骨であって、骨密度の増加された骨を形成することができるので、従来の硬質化骨のみからなるアパタイト骨とは異なり自然骨と全く同じ構造にして強靱な新生骨を作ることができる。これは本発明に係る骨補綴成形体が既存の骨に埋め込まれると、本発明の骨が食いつくされて消失し、その代りに自然骨と同じ構造の新生骨が誘起され、長期使用しても全く無虚な強靱かつ柔軟な骨が形成される。

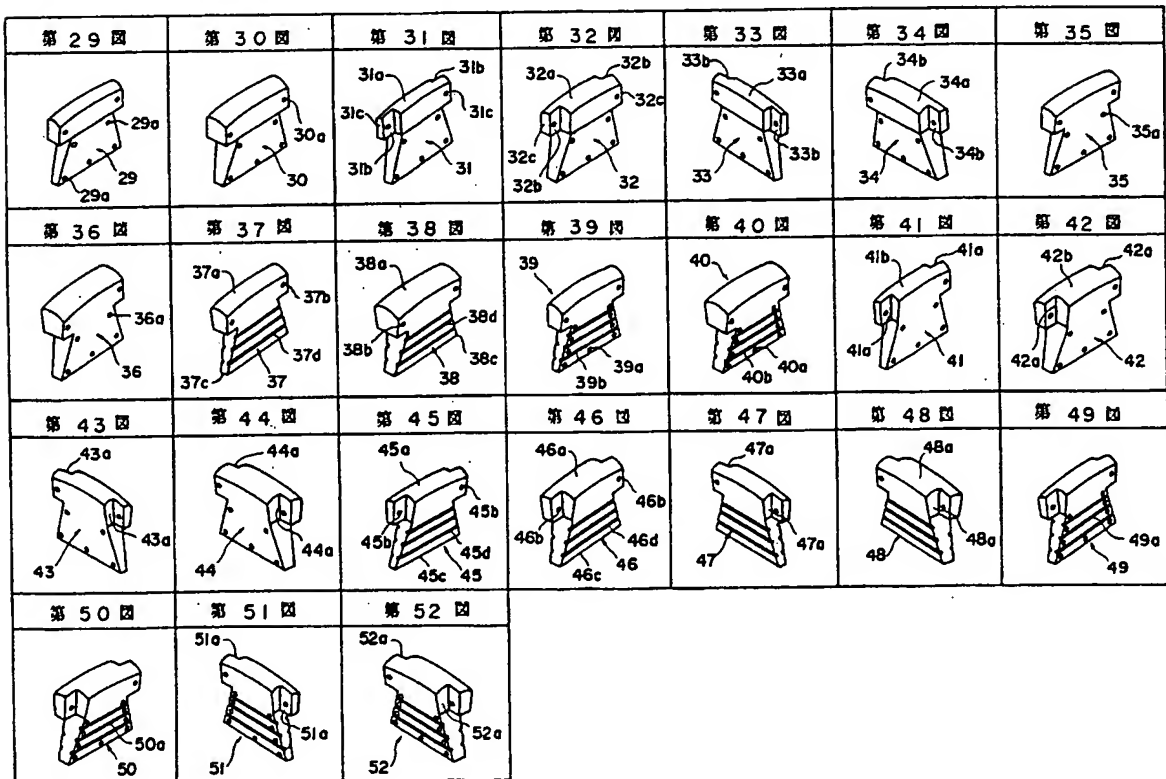
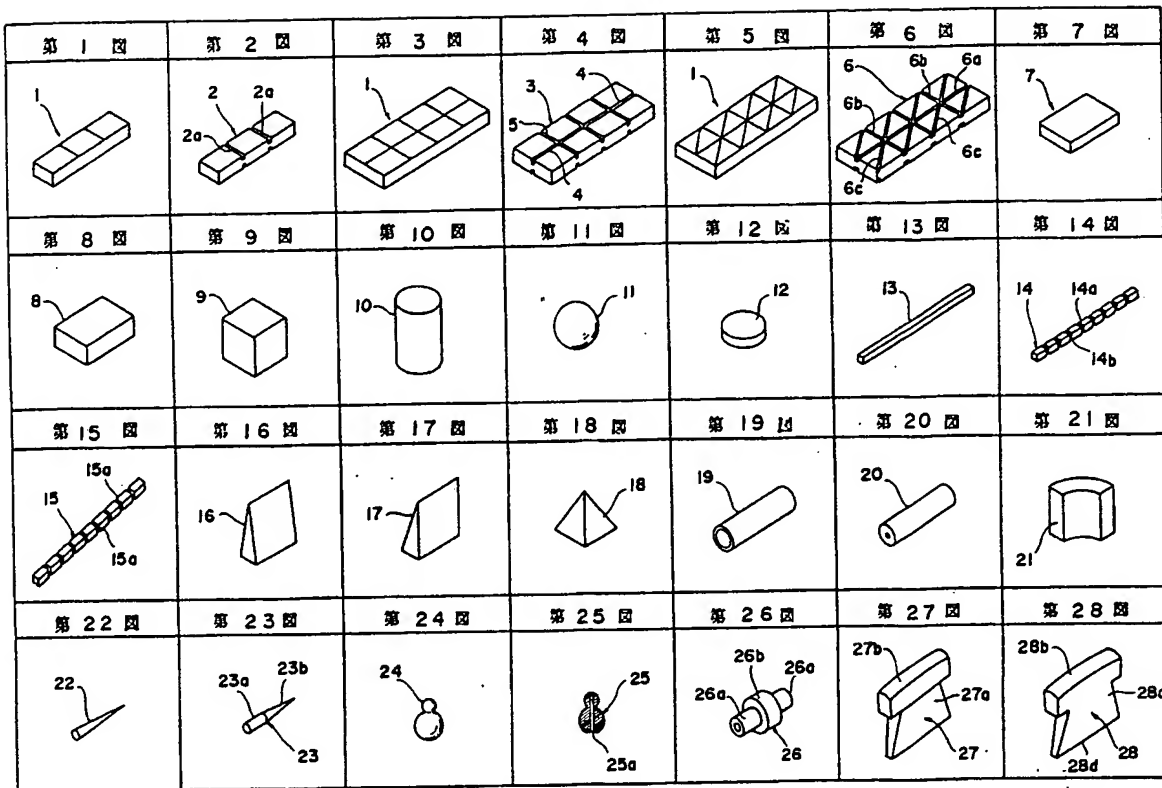
さらに、本発明に係る骨補綴成形体は、人体、動物等の生体の骨欠損部、骨空隙部、骨折部、骨腫瘍部を切除したことによる欠損部等に適合可能な形状に成形されているため、容易に上記骨欠損部等へ充填することができ、当該部位での新生骨の誘起及び形成がより促進されると共に、外科手術における骨折部、その他の部位への骨補綴成形体の使用量が無駄にならず、しかも骨の補綴作業を効率良く短時間で行うことが可能となる。

また、従来いずれかの部位に骨折等の事態が発

本発明に係る骨補綴成形体10, 11, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 26の使用状態を示す斜視図、第55図は本発明に係る骨補綴成形体13, 14, 15の使用状態を示す平面図、第56図は本発明に係る骨補綴成形体13の使用状態を示す側面図、第57図は本発明に係る骨補綴成形体15の使用状態を示す側面図、第58図は本発明に係る骨補綴成形体14の使用状態を示す側面図、第59図は本発明に係る骨補綴成形体15を切断形成してその一部を使用する場合を示す説明図、第60図は本発明に係る骨補綴成形体61を皮膚埋め込み用保護膜として使用する状態を示す説明図である。

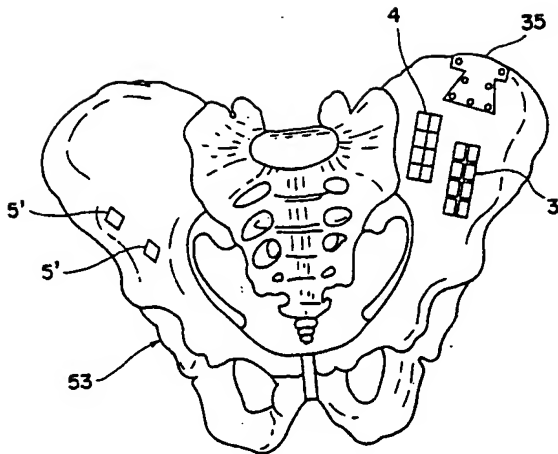
1, 2, 3, 6~52...骨補綴成形体

特許出願人 住友セメント株式会社
代理人 弁理士 土橋 皓



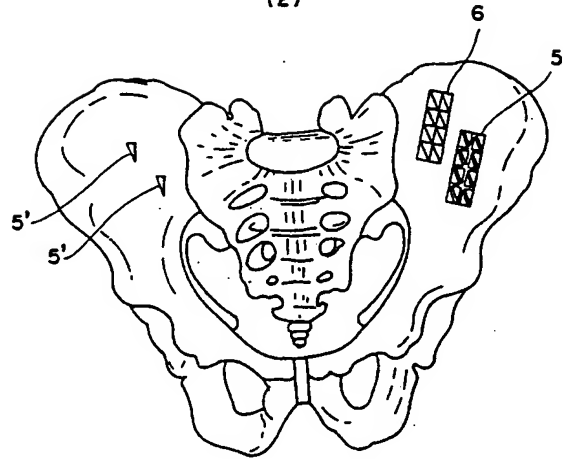
第 53 圖

(1)



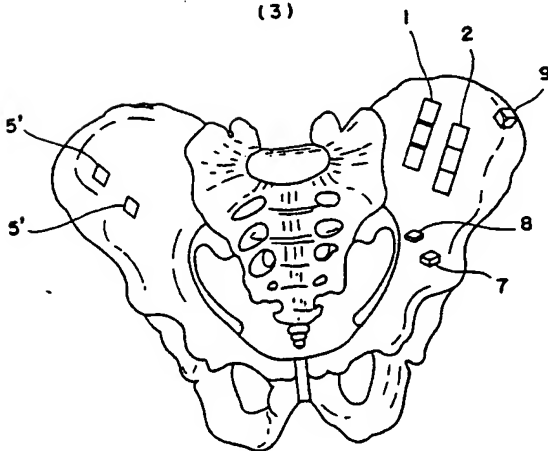
第 53 圖

(2)

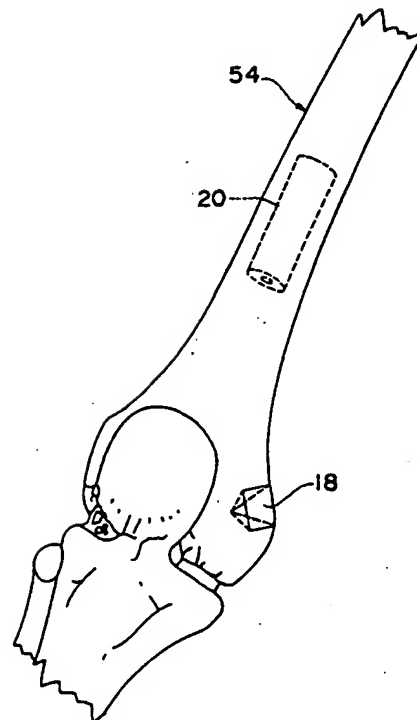


第 53 圖

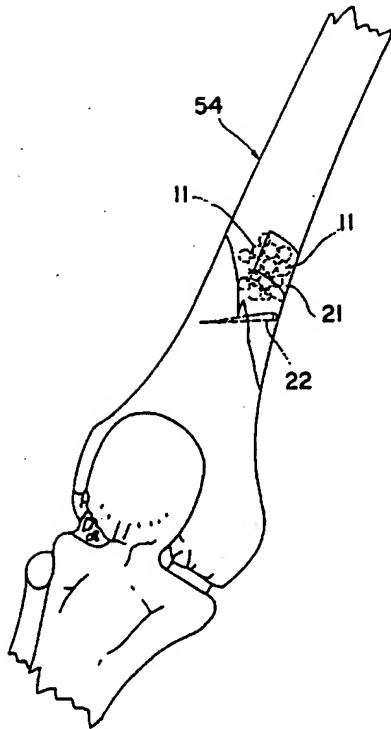
(3)



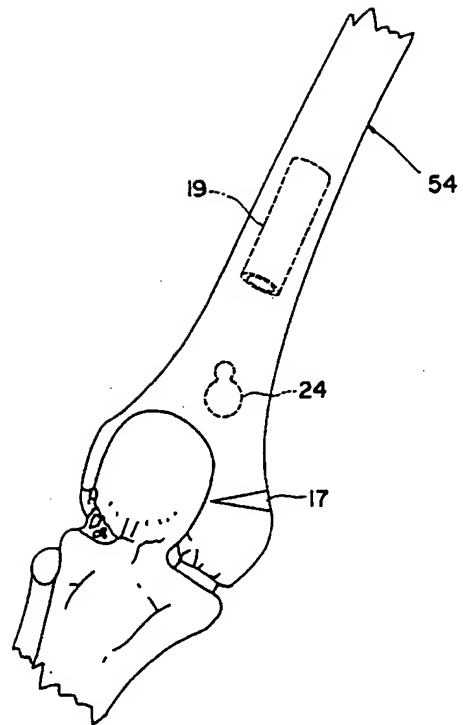
第 54 圖
(1)



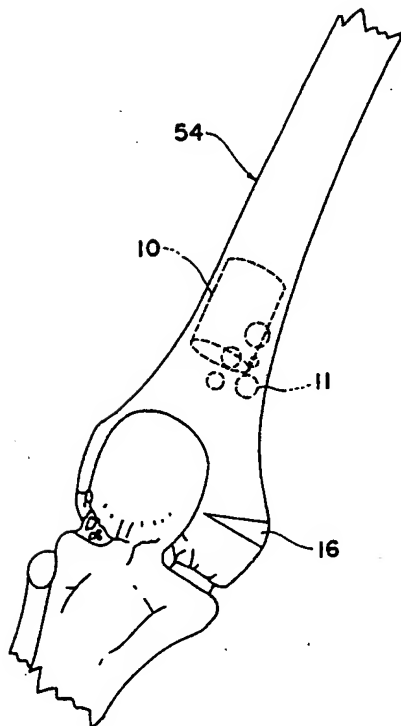
第 54 図
(2)



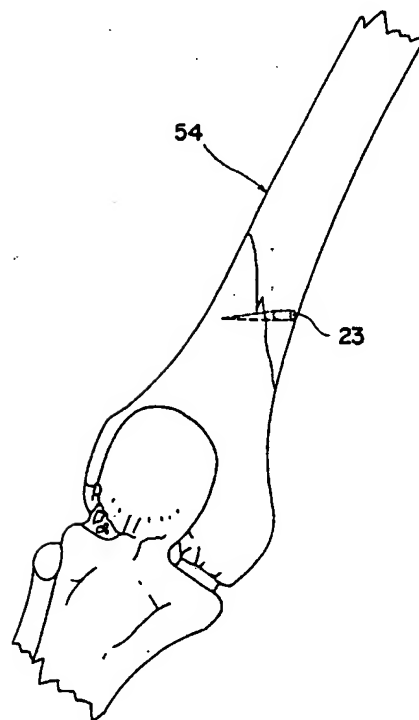
第 54 図
(3)



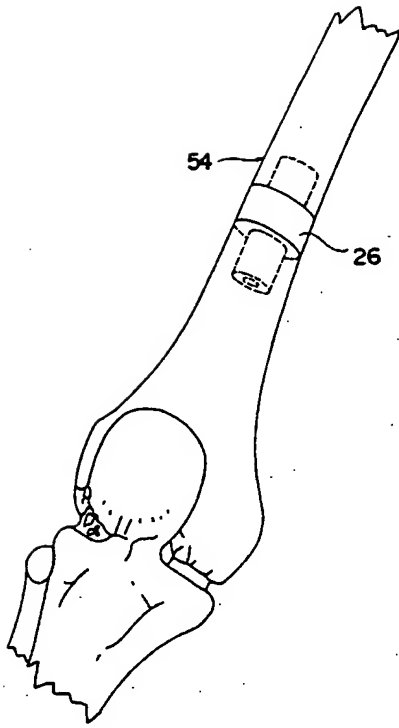
第 54 図
(4)



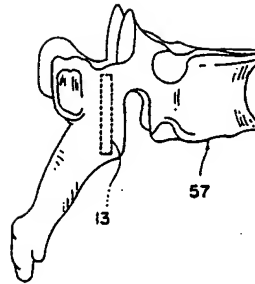
第 54 図
(5)



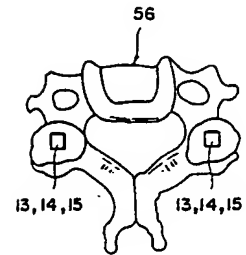
第 54 図
(6)



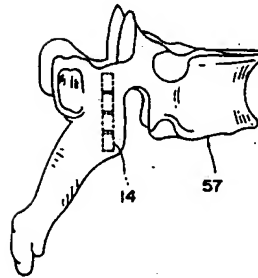
第 56 図



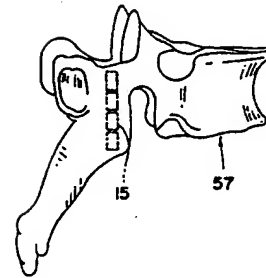
第 55 図



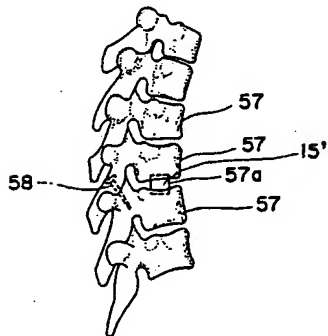
第 58 図



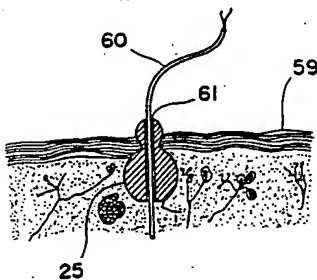
第 57 図



第 59 図



第 60 図



手続補正書(方式)

昭和60年5月30日

特許庁長官 志賀 学 殿

1. 事件の表示 昭和60年 特許願 第12123号

2. 発明の名称 骨補綴成形体

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 東京都千代田区神田美土代町1番地

名称 住友セメント株式会社

代表者 今川 彦二

4. 代理人

住所 千105 東京都港区虎ノ門1丁目17番3号

第12森ビル 8階 電話580-8831番

氏名 (7519) 弁理士 土橋 昭



5. 補正命令の日付 昭和60年4月30日(発送日)

6. 補正により増加する発明の数 なし

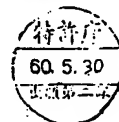
7. 補正の対象

明細書の「図面の簡単な説明」の欄 及び 図面

8. 補正の内容

別紙の通り

方式表 (奥)



補正の内容

1) 明細書41頁17行目乃至18行に「第1図乃至第52図は本発明に係る骨補綴成形体の形の一例を示す斜視図、」とあるのを以下のように補正する。

記

「第1図は本発明に係る骨補綴成形体を直方体に形成した場合を示す斜視図、第2図は第1図に示す形状の骨補綴成形体の上面及び底面に溝を形成した場合を示す斜視図、第3図は本発明に係る骨補綴成形体をやや幅太の直方体に形成した場合を示す斜視図、第4図は第3図に示す骨補綴成形体の上面底面に溝を形成した場合を示す斜視図、第5図は同様に本発明に係る骨補綴成形体を直方体に形成した場合を示す斜視図、第6図は直方体に形成された骨補綴成形体の上面及び底面に溝部が形成された場合を示す斜視図、第7図は骨補綴成形体を平面正方形から成る平板に形成した場合を示す斜視図、第8図は同様に直方体に形成した場合を示す斜視図、第9図は同様に立方体に形成

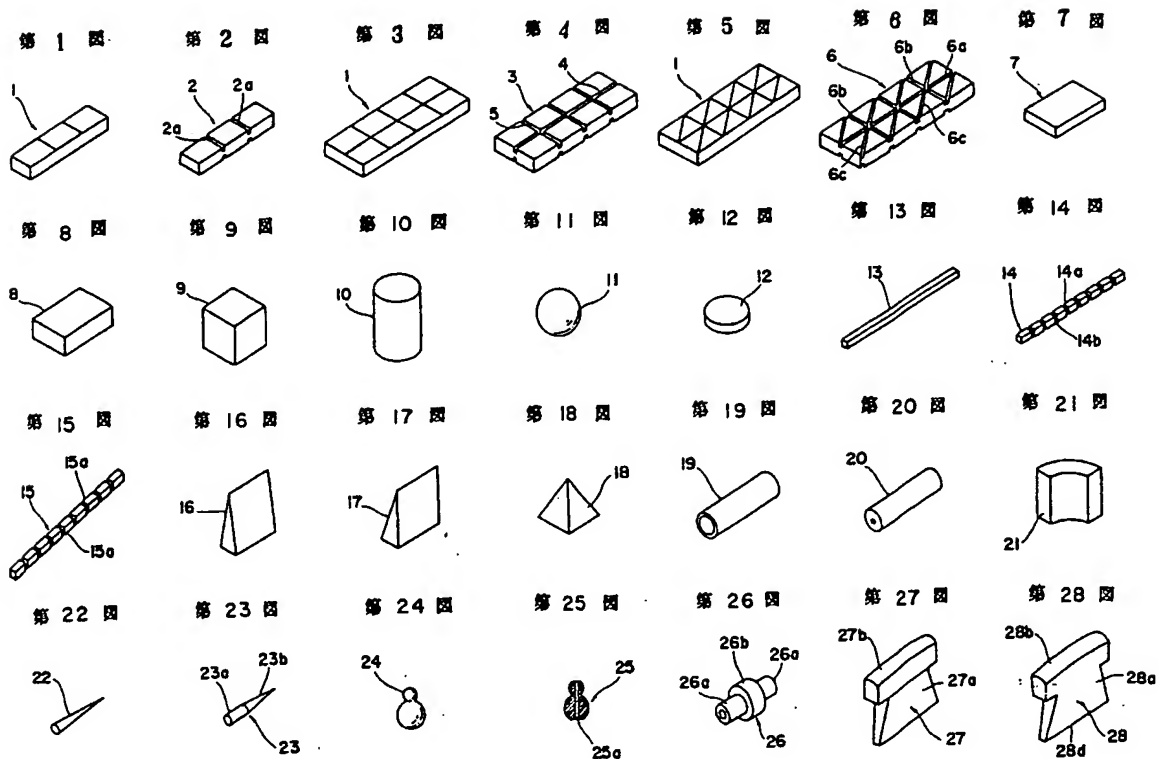
第24図は全体とっくり状に形成された場合を示す斜視図、第25図は第24図の骨補綴成形体内に細長孔部を形成した場合を示す断面図、第26図は円筒部とフランジ部とにより形成した場合を示す斜視図、第27図は本発明に係る骨補綴成形体を、全体クサビ状であって脚部と頭部とにより形成した場合を示す斜視図、第28図は頭部から脚部にかけてテーパ状に形成した場合を示す斜視図、第29図は第27図に示す骨補綴成形体を基本形状とし補綴用の糸を通すための孔部を開設した場合を示す斜視図、第30図は第29図に示す骨補綴成形体を基本形状としやや幅太に形成した場合を示す斜視図、第31図は第29図の骨補綴成形体を基本形状とし、頭部両端部に切欠部を設けた場合を示す斜視図、第32図は第31図に示す骨補綴成形体を基本形状とし、やや幅太に形成した場合を示す斜視図、第33図は第31図に示す骨補綴成形体を基本形状とし、切欠部を反対側に設けた場合を示す斜視図、第34図は第32図に示す骨補綴成形を基本形状

した場合を示す斜視図、第10図は同様に円柱状に形成した場合を示す斜視図、第11図は同様に球状に形成した場合を示す斜視図、第12図は同様に円盤状に形成された場合を示す斜視図、第13図は同様に断面正方形の角材状に形成された場合を示す斜視図、第14図は第13図に示す骨補綴成形体の上面及び下面に条溝を形成した場合を示す斜視図、第15図は同様に第13図に示す骨補綴成形体の上面、下面及び両側面に溝を形成した場合を示す斜視図、第16図は断面二等辺三角形から成る三角柱状に形成された場合を示す斜視図、第17図は断面直角三角形から成る三角柱状から成る場合を示す斜視図、第18図は四角錐に形成された場合を示す斜視図、第19図は中空円筒状に形成された場合を示す斜視図、第20図は厚肉円筒状に形成された場合を示す斜視図、第21図は円筒を長さ方向に切断した形状に形成した場合を示す斜視図、第22図は円錐状に形成された場合を示す斜視図、第23図は円柱部と円錐部とにより形成した場合を示す斜視図、

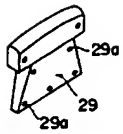
とし、切欠部を反対側に設けた場合を示す斜視図、第35図は第28図に示す骨補綴成形を基本形状とし、孔部を開設した場合を示す斜視図、第36図は第35図に示す骨補綴成形体をやや幅太に形成した場合を示す斜視図、第37図は脚部に3本の条溝が形成された場合を示す斜視図、第38図は第37図に示す骨補綴成形体をやや幅太に形成した場合を示す斜視図、第39図は第37図に示す骨補綴成形体の脚部に孔部を開設した場合を示す斜視図、第40図は第38図に示す骨補綴成形の脚部に孔部を開設した場合を示す斜視図、第41図は第35図に示す骨補綴成形体を基本形状とし、頭部に切欠部を設けた場合を示す斜視図、第42図は第36図に示す骨補綴成形体を基本形状とし頭部に切欠部を設けた場合を示す斜視図、第43図は第41図に示す骨補綴成形体とは切欠部が反対側に設けられた場合を示す斜視図、第44図は第42図に示す骨補綴成形体とは切欠部を反対側に設けられた場合を示す斜視図、第45図は第37図に示す骨補綴成形体を基

本形状とし、頭部に切欠部を示す場合を示す斜視図、第46図は第38図に示す骨補綴成形体を基本形状とし、頭部に切欠部を設けた場合を示す斜視図、第47図は第45図に示す骨補綴成形体とは切欠部が反対側に設けられた場合を示す斜視図、第48図は第46図に示す骨補綴成形体とは切欠部が反対側に設けられた場合を示す斜視図、第49図は第45図に示す骨補綴成形体の脚部に補綴用の糸を通すための孔部を形成した場合を示す斜視図、第50図は第46図に示す骨補綴成形体の脚部に補綴用の糸を通すための孔部を形成した場合を示す斜視図、第51図は第47図に示す骨補綴成形体の脚部に補綴用の糸を通すための孔部を開設した場合を示す斜視図、第52図は第48図に示す骨補綴成形体の脚部に補綴用の糸を通すための孔部を開設した場合を示す斜視図、J

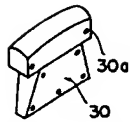
2) 図面第1図乃至第52図を別紙添付図面のとおり補正する。



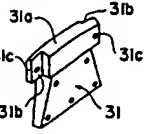
第 29 圖



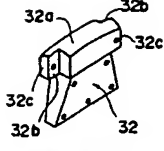
第 30 圖



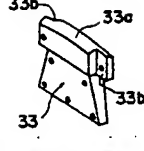
第 31 圖



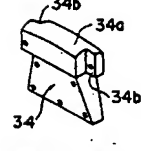
第 32 圖



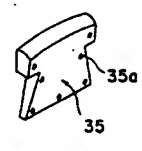
第 33 圖



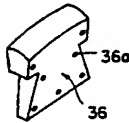
第 34 圖



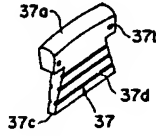
第 35 圖



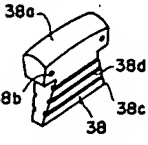
第 36 圖



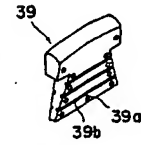
第 37 圖



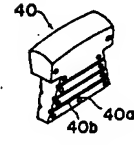
第 38 圖



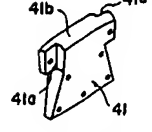
第 39 圖



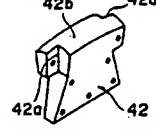
第 40 圖



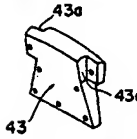
第 41 圖



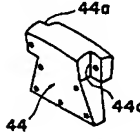
第 42 圖



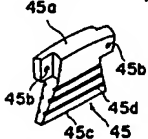
第 43 圖



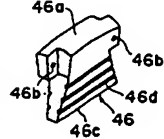
第 44 圖



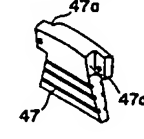
第 45 圖



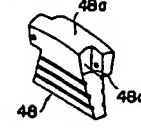
第 46 圖



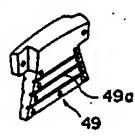
第 47 圖



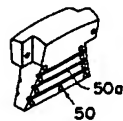
第 48 圖



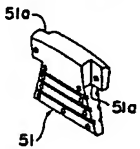
第 49 圖



第 50 圖



第 51 圖



第 52 圖

